

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-187100

(43)Date of publication of application : 02.07.2002

(51)Int.Cl.

B81B 7/02
A61F 7/00

(21)Application number : 2000-386372

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY
CORP

(22)Date of filing : 20.12.2000

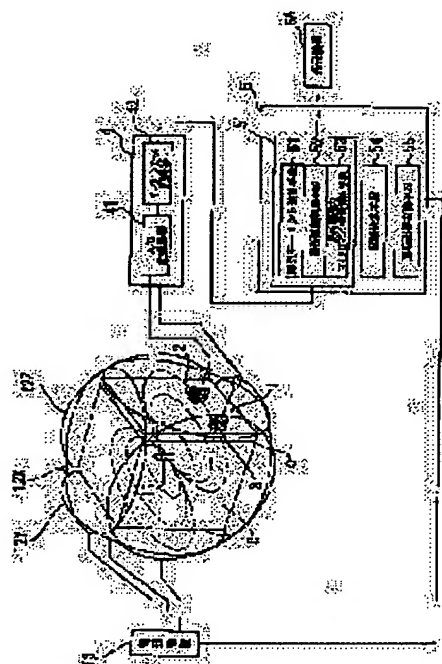
(72)Inventor : ARAI KENICHI
ISHIYAMA KAZUYUKI
MATSUKI HIDETOSHI

(54) MICROMACHINE CAPABLE OF MOVING IN-VIVO AND CONTROL SYSTEM OF THE SAME

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a micromachine capable of moving in-vivo and a control system thereof, which can accurately locate an affected area, accurately position a heating element in the affected area, can be heated to 43° C or more, and is suitable for heat therapy equipment.

SOLUTION: The micromachine capable of moving in-vivo comprises a micromachine main body 11 having a self-heating function by alternating magnetic field and a magnetic field generating section that generates the alternating magnetic field.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

08.01.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-187100
(P2002-187100A)

(43)公開日 平成14年7月2日(2002.7.2)

| (51)Int.Cl. ⁷ | 識別記号 | F I | デフォルト(参考) |
|--------------------------|-------|--------------|-----------|
| B 8 1 B 7/02 | | B 8 1 B 7/02 | 4 C 0 9 9 |
| A 6 1 F 7/00 | 3 2 0 | A 6 1 F 7/00 | 3 2 0 Z |

審査請求 未請求 請求項の数7 OL (全 15 頁)

(21)出願番号 特願2000-386372(P2000-386372)

(22)出願日 平成12年12月20日(2000. 12. 20)

(71)出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(72)発明者 荒井 賢一

宮城県塩竈市南町 6-14

(72)発明者 石山 和志

宮城県仙台市青葉区上杉3-7-5

(72)発明者 松木 英敏

宮城県仙台市太白区八木山本町2-36-4

(74) 代理人 100089635

井理士 清水 守

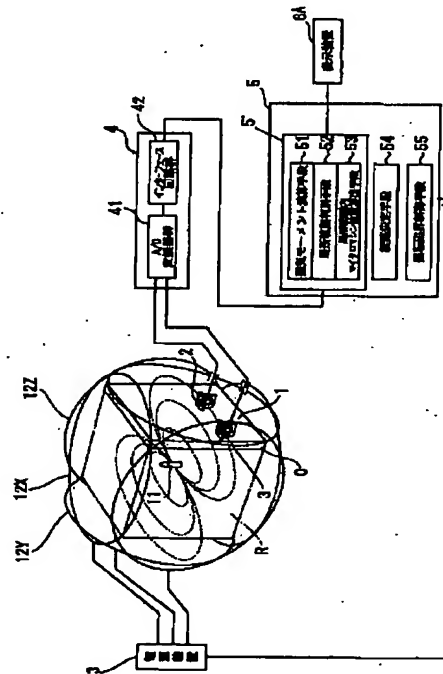
Fターム(参考) 4C099 AA01 CA20 GA30 JA11

(54)【発明の名称】 生体内を移動可能なマイクロマシン及びその制御システム

(57) 【要約】

【課題】 患部の位置の特定が正確にでき、その患部中に発熱体を正確に位置決めでき、 43°C 以上の温度に加熱できる温熱療法装置に適した生体内を移動可能なマイクロマシン及びその制御システムを提供する。

【解決手段】 生体内を移動可能なマイクロマシンを、交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体11と、交流磁界を発生する磁界発生部とから構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体と、前記交流磁界を発生する磁界発生部とからなることを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 2】 請求項 1 記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体が、少なくとも磁石と、磁性体と、導電体とからなることを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体が円柱状磁石とドリル部を有し、該ドリル部が前記磁性体と導電体とを有し、該磁性体と導電体とが前記磁界発生部で発生させた交流磁界によって発熱されることを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 4】 請求項 3 記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記ドリル部の外表面を絶縁被覆層で被覆すると共に、該絶縁被覆層上に螺旋構造体を固着したことを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 5】 請求項 1 記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記磁界発生部は、前記交流磁界の周波数と磁界強度を制御する自己発熱機能を有することを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 6】 請求項 1 記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、温度計測機能を具備することを特徴とする生体内を移動可能なマイクロマシン。

【請求項 7】 回転磁界を発生する磁界発生部と、該磁界発生部が発生させた回転磁界を受け、回転して推力を得るマイクロマシンと、該マイクロマシンの位置を検出する位置検出部と、該位置検出部が検出した前記マイクロマシンの位置に基づき、前記マイクロマシン本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく前記磁界発生部による回転磁界の向きを変更する磁界変向手段とを具備することを特徴とするマイクロマシンの制御システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用、特にハイパーサーミア用アプリータとして有用な、生体内を移動可能なマイクロマシン及びその制御システムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、人体に高周波電流を流してジュール熱などにより生体を発熱させて加温治療を行なうハイパーサーミア装置が知られている。この装置を用いた加温方式には、体外から体内に放射電流を流して体内を加温する体外加温方式、一方のアプリータを体腔内に挿入し、他方のアプリータを体外に装着して、両方

のアプリータの間に高周波電流を流して腔内アプリータの周辺のみを加温する腔内方式、腔内方式の腔内アプリータ側を生体組織に刺入して加温する組織内加温方式がある。

【0003】このほか、生体の組織に電磁波を放射して生体を発熱させて加温治療するハイパーサーミア装置も知られている。この装置を用いた加温方式には、超音波トランスデューサアレイからの超音波を脱気水を介して人体に照射することにより、人体を超音波振動で加熱する超音波振動方式がある。

【0004】(1) 特開平 8-173552 号は体外加温方式の一方のアプリータにおいて、その内部に放射線源を導入可能な管状部材を挿通できる挿通孔を設けた構成を示している。

【0005】(2) 特開平 2-121675 号は組織内加温方式の一例を開示しており、プローブ本体としてのシースの先端部に複数の針状電極をシースの先端開口から突没自在に設け、加温時は、プローブ本体を体腔内に挿入した後、針状電極を患部に刺通して患部を治療するものである。

【0006】(3) 特開平 10-277163 号も組織内加温方式の一例を開示している。すなわち、人体組織内アプリータと体外アプリータとの間に高周波電流を流すと、組織内アプリータの表面積は体外アプリータの表面積に比較して十分小さいので、組織内アプリータ側に電気エネルギーが集中して近くの組織部位が加温される。この例では、組織内アプリータの針先端を X 線不透過材で構成し、X 線撮影を行って針先端の位置決めを行う。

【0007】(4) 特開平 10-14967 号は生体の突出部にインピーダンスマッチング用液体を介して超音波トランスデューサの 2 次元アレイを対向配置し、このトランスデューサアレイを用いて超音波画像を得て、その画像から患部を識別し、その患部に加温用超音波が集束するよう加温エネルギー供給部を制御して、患部が突出部に存在する場合には、その患部のみを加温し、正常組織は加温しないようにして、正常組織の損傷を防ぎながら患部の加温治療を行うものである。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記した(1)の方法では、アプリータ装着部周辺、すなわち、体表面付近しか加温することができないという欠点がある。より深い部分を加温するにはパワーをより大きくすればよいが、パワーを大きくすると、周囲の正常な組織を破壊してしまう可能性がある。また、患部の適切な位置決めが困難なため組織を破壊してしまう可能性がある。

【0009】また、上記した(2)の方法は、全体が針状になっているので、刺入した部位全体が加温されてしまう。したがって、刺入した部位の一部のみを加温する

など、加温領域を局所化することができなかった。また、患部の適切な位置決めが困難なため正常組織を破壊してしまう可能性がある。

【0010】上記(3)の方法もまた患部の適切な位置決めが困難なため組織を破壊してしまう可能性がある。

【0011】上記(4)の方法は、検査のための画像を人体断面における反射波強度分布像として得て、画像処理部で閾値処理を行って患部を特定しているが、人体の呼吸作用等による動きに対応することが難しいという欠点があった。

【0012】人体はその呼吸に伴って、胸部や腹部の表面が常に変動しており、生体表面からの患部臓器の深さも呼吸による自立運動で周期的に変動している。その深さの変動幅は局所によっては3~4cmを越える場合も少なくない。

【0013】このため、この方法でも、やはり、患部の位置決めが困難であり、正常組織を破壊してしまう可能性があった。

【0014】このように従来のハイパーサーミアは、患部以外の正常組織も加熱されるため、正常組織に損傷を与えない温度である43℃以下程度に加熱温度が制限されてしまい、十分な治療効果を上げることができなかった。また、人体の呼吸作用の動きに対応した正確な患部の位置決めが困難であり、加熱範囲を狭い範囲に限定することが困難であった。

【0015】また、発熱材として磁性材を用いる例が特開平6-63154号公報に示されている。これは局部温熱治療を磁気誘導方式により行うもので、低キュリー温度を有する感温性磁性材料を用いた中空状ステントを生理食塩水中で磁場強度4kA/m・周波数200kHzで励磁した場合、周囲温度を43℃に加熱出来るとするものである。感温性磁性材料のキュリー温度は、治療上の必要に応じて自由に設定でき、低キュリー温度を有する感温性磁性材料としては、感温性アモルファス合金、Fe-Pt合金等が示されている。

【0016】この特開平6-63154号公報のものは、正常組織に損傷を与えない温度である43℃以下程度に加熱温度が制限されるため、十分な治療効果を上げることができず、また、生体内の環状臓器、血管等に用いられるもので人体の特定の部位以外には適用できず、発熱部をいかにして患部へ挿入するかという問題がある。

【0017】上記したこれらの問題解決のヒントとして、人体の任意の位置へ正確に物体を移動する手段としての、発明者の一部が既に特許出願している体内で移動可能なマイクロマシンがある。

【0018】マイクロマシン技術は、従来の機械では困難であった局部領域や極限領域での作業を可能とするものであり、特に、磁気力を駆動源とする磁気マイクロマシンは、エネルギー供給のためのケーブルを必要としな

いという特筆すべき特徴を持つ。このことから、磁気マイクロマシンはケーブルや電源等の制約から離れ、シンプルな構造で所望の運動を実現することが出来る。これまでに、以上のような特長を生かした、自律して移動可能な磁気マイクロマシンの試作・検討が既に行われており、本発明者らによっても、ワイヤレスで自律的に走行、飛行、および泳動が可能なマイクロマシンが開発され、かつ論文(仙道雅彦ら;電気学会マグネティックス研究会資料MAG-98-238、島崎克彦ら;電気学会マグネティックス研究会資料MAG-97-180)等で紹介している。

【0019】このワイヤレスの泳動機構は、微生物の運動を模倣し、外部回転磁界によって微小磁石に働く磁気トルクを利用したものであり、マイクロマシンの医療への応用を考えた際、生体の主成分が血液や体液といった液体であることから、その運動方法としてこれらワイヤレスによる液体中の泳動の検討は不可欠といえる。

【0020】そこで、スパイラル形状のワイヤと微小磁石から構成されるマイクロマシンを基礎として、様々な粘性の液体中を泳動可能なスパイラル型磁気マイクロマシンの泳動特性を詳しく調べた結果、これらのマイクロマシンが静水中や流水中で良好な泳動特性を示し、医用マイクロロボットへの応用上極めて有望なマイクロマシンであることが判明した。

【0021】さらに、このマシンにワイヤレス発熱機能を搭載すると、医療応用に役立つものができる可能性があることに注目した。

【0022】本発明は、上記情況に鑑み、患部の位置の特定が正確にでき、自己発熱機能で患部を正確にかつ43℃以上の温度に加熱できる、温熱療法に適した生体内を移動可能なマイクロマシンおよびその制御システムを提供することを目的とする。

【0023】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記目的を達成するために、

〔1〕生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体と、交流磁界を発生する磁界発生部とからなることを特徴とする。

【0024】〔2〕上記〔1〕記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体が、少なくとも磁石と、磁性体と、導電体とからなることを特徴とする。

【0025】〔3〕上記〔1〕又は〔2〕記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記交流磁界により自己発熱する機能を有するマイクロマシン本体が円柱状磁石とドリル部を有し、このドリル部が前記磁性体と導電体とを有し、この磁性体と導電体とが前記磁界発生部で発生させた交流磁界によって発熱されることを特

徴とする。

【0026】〔4〕上記〔3〕記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記ドリル部の外表面を絶縁被覆層で被覆すると共に、この絶縁被覆層上に螺旋構造体を固着したことを特徴とする。

【0027】〔5〕上記〔1〕記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、前記磁界発生部は、前記交流磁界の周波数と磁界強度を制御する自己発熱機能を有することを特徴とする。

【0028】〔6〕上記〔1〕記載の生体内を移動可能なマイクロマシンにおいて、温度計測機能を具備することを特徴とする。

【0029】〔7〕マイクロマシンの制御システムにおいて、回転磁界を発生させる磁界発生部と、この磁界発生部が発生した回転磁界を受け、回転して推力を得るマイクロマシンと、このマイクロマシンの位置を検出する位置検出部と、この位置検出部が検出した前記マイクロマシンの位置に基づき、前記マイクロマシン本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく前記磁界発生部による回転磁界の向きを変更する磁界変向手段とを具備することを特徴とする。

【0030】本発明は、生体内で移動可能なマイクロマシンを利用して、このマシンにワイヤレス発熱機能を搭載し、医療応用に役立てるものである。このマシンは生体内をワイヤレスで駆動可能であり、かつその大きさは数mm以下である。この際、発熱させるためのエネルギーもワイヤレスで供給する必要があるため、磁性体に交流磁界を加えた際に発生する磁気損失による発熱を発熱源として利用し、さらに導電体を周辺に配置することにより生じる渦電流による発熱も併用するので、高効率で加熱することが可能となる。これによりマシン周辺温度は100℃程度までの加熱が可能となり、高温ハイパーミアの可能性が期待される。

【0031】そして、マイクロマシンの位置は位置検出部で把握されており、回転磁界の向きを変えることで、進行しているマイクロマシンの方向制御を行いながらマイクロマシンを目的地へ確実に導くことができる。

【0032】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0033】一般に交流磁場内での磁性材料の損失は、全損失＝履歴損失＋渦電流損失＋その他の損失（残留損失）となる。磁性材料には多少とも履歴損失がある。この履歴損失による電力消費Phは、

$$Ph \propto B^n \cdot f$$

nは1～3位の常数

の関係がある。このように電力消費は周波数に比例して増加する。

【0034】交流磁場に置かれた磁性体の内部では磁束の変化によって起電力が起り、渦電流が流れ、ジュー

ル熱として電力を消費する。この消費電力Peは、

$$Pe \propto B^2 \cdot f^2 / \rho \quad (\text{erg/cc, sec})$$

で与えられ、比抵抗ρに反比例している。Mn-Zn系フェライトは比抵抗ρの値が(～10⁻²Ωcm)と低い。よって、Mn-Zn系フェライトを用いれば、発熱量を多くできる。

【0035】以下、本発明のマイクロマシンの構造を図1、2、3に基づき説明する。

【0036】図1は本発明の実施の形態を示す生体内を移動可能なマイクロマシンのシステム構成図、図2はそのマイクロマシン本体の構成図であり、図2(a)はそのB線に沿った断面図、図2(b)はそのA線断面図であり、図3はそのマイクロマシン本体の構造を示す外観図である。

【0037】本実施形態に用いたマイクロマシン本体11は、図3に示すような外観であり、直径約2mmで長さが約7.5mmの円柱形磁石14の先端部に長さ約4mmの螺旋構造体10を有する円錐形のドリル部15を有する構造で、前記円柱形磁石14としてはネオジウム鉄ボロン系磁石を使用し、その直径方法に磁化方向を有するように着磁されている。

【0038】マイクロマシン本体11に装着される磁石としてネオジウム鉄ボロン系磁石を用いるのは、比較的軽量でかつ着磁力の大きなものを用いるのが好ましが、本発明はこれに限定されるものではなく、その他の磁石を用いるようにしても良い。

【0039】全体の形状は、表面積が小さく、かつ、移動抵抗が少なくなるように、全体的に尖った形状をしている。また、液体中でも効率良く移動できるように、ドリル部15の側面部分に螺旋構造体10を設けてもよい。

【0040】ドリル部15は、図2に示されるように、円錐形の芯材となる磁性体層9と、その磁性体層9上に密接して円筒状に設けられた導電体層8と、磁性体層9および導電体層8の先端端面に接して設けられた円錐形の先端部材9Aとからなり、円柱形磁石14と先端部材9Aと磁性体層9と導電体層8の接合箇所段差がないように外表面を絶縁被覆層7で被覆する。

【0041】磁性体層9は、履歴損失が大きい材料を選ぶ。導電体層8は、Mn-Zn系フェライト等の比抵抗ρの値が小さい材料を選ぶ。先端部材9Aは、生体内の進行時の抵抗を少なくするようにつく熱が先端部に集まるように錐形、例えば円錐形に形成され、熱伝導率の良い材料が好ましく、磁性材や導電材で形成してもよい。絶縁被覆層7は、導電体層8で発生する渦電流を生体に流さないように絶縁すると共に、生体がマイクロマシン本体11から剥がれやすくなるよう、熱によっても剥離しないエナメルやテフロン（登録商標）等で形成する。螺旋構造体10は、熱変形しない材料からなり、絶縁被覆層7の表面に螺旋状に固定され、ネジのネジ山または

ドリルの歯のように回転しながら先端部材 9 A 方向に進む機能を有する。

【0042】磁性体層 9 と導電体層 8 は、交流磁界が加わると、履歴損失 + 渦電流損失により発熱する。この熱はドリル部 15、主には先端部材 9 A を介して生体の患部に加えられる。このドリル部 15 の形状は長さ約 4 mm の螺旋構造なので、患部の狭い範囲に熱を集中して加えることができる。また、主に先端部材 9 A の先端部から熱を加えるので、さらに患部の狭い範囲に熱を集中できる。

【0043】なお、導電体層 8 で発生する渦電流が人体に格別影響しない程度に小さい場合には、絶縁被覆層 7 を省略して、導電体層 8 に螺旋構造体 10 を固定してもよい。

【0044】ドリル部 15 は、円柱形磁石 14 の両端に進行方向を反対にして設けてもよい。こうすると、両方向への移動が容易になる。

【0045】次に、本発明の移動可能なマイクロマシンの移動制御システムを図面にに基づき説明する。

【0046】まず、図 4 は本発明の実施の一形態であるマイクロマシンの移動制御システム構成を示すブロック図である。本実施形態の移動制御システムは、図 4 に示すように、マイクロマシン本体 11 に非接触にて回転力を付与するための回転磁界を形成する 3 対の磁界生成コイル 12 X、12 Y、12 Z と、各磁界生成コイル 12 X、12 Y、12 Z に後述するコンピュータ 5 より出力される制御出力に基づいて電力を供給する電源装置 13 と、前記マイクロマシン本体 11 が形成する磁界を検出する磁気センサーユニット 2 および 3 と、この磁気センサーユニット 2 および 3 にて検出された磁界からマイクロマシン本体 11 の 3 次元の現在位置を算出するとともに、その現在位置と目標の位置から最適な進行経路を割出し、その進行経路上をマイクロマシン本体 11 が移動するようにその進路方向を決定して、前記電源装置 13 が印加される各磁界生成コイル 12 X、12 Y、12 Z の電力を制御して各磁界生成コイル 12 X、12 Y、12 Z により形成される回転磁界を変更してマイクロマシン本体 11 の進路を決定した進路方向へ変更させるコンピュータ 5 とから構成されている。

【0047】まず、マイクロマシン本体 11 が自律して移動可能となる原理について以下に説明する。

【0048】前記のようにマイクロマシン本体 11 にはその直径方法に磁化方向を有するように着磁された円柱形磁石 14 が搭載されており、前記磁界生成コイル 12 X、12 Y、12 Z に適宜に電力が印加されて磁界が形成されると、磁石の磁化方向と磁界方向とが平行になるような回転力が発生し、マイクロマシン本体 11 が回転するようになる。この回転運動は、円錐型のドリル部 15 に伝達され、このドリル部 15 に形成された螺旋構造により円柱軸方向の推力に変換されてマイクロマシン本

体 11 が移動するようになる。

【0049】このマイクロマシン本体 11 を生体内のような液体より固い固体ゲル質内を移動可能なものとするためには、周りの固体ゲル質より受ける摩擦抵抗を低減できるように、マイクロマシン本体 11 全体の表面積を小さくし、かつ螺旋構造をマイクロマシン本体 11 が 1 回転する間に進む距離を比較的小さくするようにすることが好ましく、この観点から図 3 に示したような構造のマイクロマシン本体 11 が望ましい。

10 【0050】次に、これらマイクロマシン本体 11 の位置検出の方法について以下に説明する。

【0051】まず、本実施形態のマイクロマシンの移動制御システムは 1 個のマイクロマシン本体 11 の位置を検出する場合を例示しているが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0052】本発明のマイクロマシンの移動制御システムは、視覚的に遮蔽され、かつ測定空間（大域範囲）R 内に存在するマイクロマシン本体 11 の位置を検出する場合の例である。ここで、測定空間 R は、例えば約 30 cm × 30 cm × 30 cm 立方体の空間に設定してある。

【0053】なお、マイクロマシン本体 11 は実際には視覚的に遮蔽されていて目視することはできないが、図 4 においては、これを透視した状態を図示しており、かつ、移動によって 3 次元磁気センサーユニット（以下、単に磁気センサーユニットとも記す）2 および 3 に対向した位置にある状態を示している。また、波線はマイクロマシン本体 11 に装着された前記ネオジウム鉄ホロン系磁石による磁力線を模式的に示している。

30 【0054】本発明のマイクロマシンの移動制御システムには、位置検出されるマイクロマシン本体 11 に対して、一対の例えばフラックスゲートからなる磁気センサーユニット 2 および 3 が所定間隔、例えば 10 cm の間隔で磁気センサーユニット装着板 1 に装着されている。ここで、磁気センサーユニット装着板 1 は測定空間 R の一面の面積を有していて、この例では 30 cm × 30 cm の面積に設定されており、左隅位置 O を測定位置の原点に設定してある。

40 【0055】また、磁気センサーユニット 2、3 は磁界の強さおよび方向を検出する。磁気センサーユニット 2、3 からの出力は、A/D 変換器群 41 およびインターフェース回路群 42 からなる信号前処理回路 4 に供給され、磁気センサーユニット 2、3 からの出力が A/D 変換器群 41 にてデジタルデータに変換され、インターフェース回路群 42 を介してコンピュータ 5 へ出力される。この信号前処理回路 4 からの出力データは、コンピュータ 5 内部のデータベースに装着された位置検出処理基板 5' に供給され、マイクロマシン本体 11 の位置がコンピュータ 5 へ出力されて、そのマイクロマシン本体 11 の位置が、例えば 3 次元ワイヤフレームにて表示装置

6Aに表示される。

【0056】この位置検出処理基板5'は、比較的高速の演算回路からなり、磁気センサーユニット2、3からの各出力信号に基づく出力データに基づいてマイクロマシン本体11による磁気モーメントを算出する磁気モーメント演算手段51と、マイクロマシン本体11が測定空間R内で区分した予め定めた所定サイズのどの局所範囲内に存在するか否か、たとえば5cm×5cm×5cmの立方体の空間の範囲内に存在するか否かを判別する局所範囲判別手段52と、マイクロマシン本体11が存在すると判別された局所範囲内におけるマイクロマシン本体11の位置および移動方向を検出するマイクロマシン位置算出手段53とを機能的に備えている。

【0057】磁気センサーユニット2、3はそれぞれ一対のフラックスゲートセンサーから構成されている。磁気センサーユニット2、3について、磁気センサーユニット2を例に説明する。

【0058】磁気センサーユニット2を構成する一対のフラックスゲートセンサー中の一方のフラックスゲートセンサーは、図5に示すように、基板20と、基板20上に設けたリング状コア22と、リング状コア22に巻回された励磁コイル23と、励磁コイル23が巻回されたリング状コア22に互いに直交して巻回された磁界検出コイル24および25とを備えている。

【0059】磁界検出コイル24はY軸に直交し、磁界検出コイル25はX軸に直交して、磁界検出コイル24によってY軸方向磁界成分の強さおよび方向を検出し、磁界検出コイル25によってX軸方向磁界成分の強さおよび方向を検出する。

【0060】さらに、キャリア周波数f0の発振を行うキャリア発振器30からの発振出力を受けてキャリア周波数f0を分周器21によって2分周し、この2分周出力によって励磁コイル23を励磁する。磁界検出コイル25からの出力信号とキャリア発振器30からの発振出力を乗算することにより同期検波回路26にて同期検波し、その出力をローパスフィルタ27にて積分して、X軸方向磁界検出出力を得る。

【0061】同様に、磁界検出コイル24からの出力信号とキャリア発振器30からの発振出力を乗算することにより同期検波回路28にて同期検波し、同期検波回路28からの出力をローパスフィルタ29にて積分して、Y軸方向磁界検出出力を得る。

【0062】磁気センサーユニット2の他方のフラックスゲートセンサーは、磁気センサーユニット2の一方のフラックスゲートセンサーと同様の構成であるが、一方のフラックスゲートセンサーにおけるコイル24、同期検波回路28およびローパスフィルタ29を除去した構成であり、図4および後述の図6に模式的に示すように、磁気センサーユニット2の他方のフラックスゲートセンサーを形成する基板は、磁界検出コイル24、25

がZ軸と直交するように磁気センサーユニット2の一方のフラックスゲートセンサーを形成する基板20の下面に直交してT字状に一体に設けてあって、磁界検出コイル24、25からの出力を同期検波および積分してZ軸方向磁界の強さおよび方向に基づくZ軸方向磁界検出出力を得る。

【0063】したがって、磁気センサーユニット2からX、Y、Z軸方向磁界の強さに基づく出力が送出される。

【0064】ここで、フラックスゲートセンサーからは、磁界検出コイルの巻線直交する方向からの外部磁界の強さに応じて出力電圧が出力され、この電圧の周波数はフラックスゲートセンサーの励磁周波数 $f_c/2$ の2倍のキャリア周波数 f_c である。

【0065】次に、同期検波回路26、28について、図5に示す同期検波回路26を例にして説明する。同期検波回路26はキャリア発振器30の出力を反転するインバータ261と、キャリア発振器30の出力によって磁界検出コイル25からの出力をオン・オフするスイッチ262と、インバータ261の出力によって磁界検出コイル25の出力をオン・オフするスイッチ263と、スイッチ262、263の出力を増幅する演算増幅器264とからなり、演算増幅器264の出力をローパスフィルタ27へ送出する。

【0066】分周器21の出力は図6(a)に示す波形であり、磁界検出コイル25の出力は図6(b)に示すように、キャリア周波数f0の信号であって正負の極性を有している。スイッチ262のオン・オフの波形は図6(c)に示すようであり、スイッチ263のオン・オフの波形は図6(d)に示すようであり、スイッチ262および263によって実質的に両波整流を行っていることになり、演算増幅器264の出力は図6(e)に示すようになる。Y軸およびZ軸方向磁界検出出力についても同様の処理がなされる。

【0067】なお、磁気センサーユニット3についても磁気センサーユニット2と同様に構成してあり、同様に3軸方向磁界の強さに基づく出力が得られる。

【0068】次に、磁気センサーユニット2を構成する磁界検出コイルから出力されるX軸、Y軸、Z軸方向磁界の強さおよび方向の出力について図7により説明する。

【0069】図7において波線はマイクロマシン本体11による磁力線を示している。磁気センサーユニット2の位置Cにおける磁界の強さおよび方向をAとし、磁界の強さおよび方向AのX軸方向磁界の強さ、Y軸方向磁界の強さ、Z軸方向磁界の強さをそれぞれ A_x 、 A_y 、 A_z とし、 $\cos \alpha$ 、 $\cos \beta$ 、 $\cos \gamma$ を磁界の強さおよび方向Aの方向余弦とすれば、 $A_x = A \cos \alpha$ 、 $A_y = A \cos \beta$ 、 $A_z = A \cos \gamma$ であり、磁界検出コイル25からは A_x の出力が、磁界検出コイル24から

はA_yの出力が、Z軸方向の磁界検出コイルからはA_zの出力が送出される。磁界の強さおよび方向Aは、 $A = \sqrt{(A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)}$ で与えられる。

【0070】磁気センサーユニット3についても磁気センサーユニット2の場合と同様であって、磁気センサーユニット3の位置Dにおける磁界の強さおよび方向をBとして示してある。

【0071】図8は、磁気センサーユニット2と、磁気センサーユニット2の出力を処理する信号前処理回路4の構成を示している。

【0072】磁気センサーユニット2から出力されるX軸、Y軸、Z軸方向磁界の強さに基づく信号は、各別にA/D変換器411、412、413にて同時にA/D変換され、A/D変換器411、412、413からのA/D変換出力は各別にインターフェース回路421、422、423を介して位置検出処理基板5'へ出力される。磁気センサーユニット3から出力されるX軸、Y軸、Z軸方向磁界の強さに基づく信号も同様に処理されて、位置検出処理基板5'へ出力される。

【0073】次いで、位置検出処理基板5'における視覚的に遮蔽された状態のマイクロマシン本体11の位置検出処理について図9および図10のフローチャートに基づいて説明する。

【0074】信号前処理回路4において信号処理された磁気センサーユニット2、3からの出力データを受けた位置検出処理基板5'では、マイクロマシン本体11を遠ざけて磁気センサーユニット2、3にて地磁気を検出する状態にして地磁気を計測し、地磁気の補正を行う等の初期設定を行って、続いて、磁気センサーユニット2からの出力を読み込む磁界計測が行われる（ステップS1）。

【0075】この磁界計測においてZ軸方向磁界の強さを求める磁界検出コイルは基板20の表面に位置していないため、基板20からZ軸方向磁界検出コイルの巻回中心位置までの長さの補正を行って磁界計測を行う。

【0076】ステップS1に続いて、同期検波および積分された磁気センサーユニット2からの出力がA/D変換され（ステップS2）、A/D変換された各磁気センサーユニット2、3からの出力を一旦記憶し、（ステップS3）、磁気センサーユニット3からの出力について実行されたか否かがチェックされ、全磁気センサーユニット2、3からの出力についてA/D変換がなされ、記憶がなされるまで繰り返す（ステップS4）。

【0077】ステップS4において全磁気センサーユニット2、3からの出力についてA/D変換がなされ、記憶されたとき、ステップS4に続いてマイクロマシン本体11の位置およびその方向を算出する後記のステップS5が実行される。

【0078】磁気センサーユニット2、3からの出力に基づきマイクロマシン本体11の位置を求めるために、

本明細書および図9のステップS5その他において、「逆問題を解き」と記載してある。

【0079】ステップS5においてマイクロマシン本体11の位置および移動方向が算出されると、算出されたマイクロマシン本体11の位置および移動方向が表示装置6Aに、3次元ワイヤフレーム表示される（ステップS6）。

【0080】次に、逆問題の演算ルーチンを図10のフローチャートによって説明する。ステップS4に続いて逆問題を解く逆問題演算ルーチンに入ると、磁気センサーユニット2、3からの出力に基づいて、マイクロマシン本体11の磁気モーメントが演算される（ステップS51）。

【0081】次いで、測定空間Rを所定の空間（局所範囲）に分割、例えば5cm×5cm×5cmの立方体の空間に分割して、その分割されたいずれかの局所範囲内に逆問題の解が存在するか否かをチェックする（ステップS52）。

【0082】ステップS52における解の存在は、局所範囲を形成する6面体の各面における評価関数を磁気モーメントに基づき算出し、局所範囲を形成する6面体のうち1面でも評価関数の値の極性が異なる値の面が存在するか否かによって判別される。

【0083】すなわち、局所範囲内にマイクロマシン本体11が存在するときは、局所範囲を形成する6面体のうち1面でも評価関数の値の極性が異なる極性になり、局所範囲内にマイクロマシン本体11が存在しないときは、局所範囲を形成する6面体の総ての面の評価関数の値の極性が同一極性になる。

【0084】以上のことからマイクロマシン本体11の存否、すなわち解が存在するか否かが判別される。ステップS52におけるチェックによって、局所範囲内に逆問題の解が存在しないと判別されたとき、すなわち、局所範囲内にマイクロマシン本体11が存在しないと判別されたときは隣の局所範囲に移動して（ステップS53）、測定空間Rの全部にわたって実行したか否かがチェックされ（ステップS54）、測定空間R内の全部にわたって実行していないときは、ステップS54に続いてステップS52が実行される。

【0085】ステップS54において測定空間R内の全部にわたって実行したときは測定空間Rに解が存在する局所空間が見つからなかったときであって、ステップS54に続いて解なしの表示が表示装置6Aになされる（ステップS55）。ステップS52において解が存在する局所範囲が見つかったときは、ステップS52に続いて解が存在する局所範囲において、ニュートンラフソン法を適用して解を求め、求めた解が収束するか否かがチェックされる（ステップS56）。

【0086】ここで、収束は例えば評価関数の値が10.3を閾値として、評価関数の値が10.3以下にな

ったら収束したと判別する。これは評価関数の値が0のとき真に収束であるからである。ステップS56において解が収束すると判別されたときは初期値の設定がなされる(ステップS57)。

【0087】ステップS56において解が収束しないと判別されたときは、評価関数の最小値(>0)を解とし(ステップS58)、ステップS58に続いて初期値の設定がなされる(ステップS57)。この場合において初期値は、解が存在する局所範囲が求まったとき、その局所範囲内の中心位置を初期値とすることが好都合である。

【0088】上記のステップS51～ステップS58では予め定めた領域内において解の存在を求め、その解が収束するか否かをチェックして初期値を設定しており、この解法を本明細書においては、局所解法と記している。これは測定空間Rの領域より小さい空間内、すなわち5 cm×5 cm×5 cmの立方体の空間内におけるマイクロマシン本体11の存在を求めているためである。

【0089】ステップS57に続いて、初期値に基づき解が存在した局所範囲においてニュートンラフソン法により、解を求め(ステップS59)、ステップS6が実行される。ステップS59も本明細書では局所解法と記している。これは局所範囲内において解を求めているためである。

【0090】このように解が内部に存在する局所領域を求め、その領域内で解を求めるために、すなわち局所解法によってマイクロマシン本体11の位置および方向を検出するために、測定空間R内を区分しないで順次解を求めていく場合に比較してきわめて速く解が得られ、すなわちマイクロマシン本体11の位置および方向が得られる。

【0091】なお、マイクロマシン本体11の数が増加しても、それぞれのマイクロマシン本体11位置が異なる局所範囲内に存在するときは、それぞれのマイクロマシン本体11に対して順次収束解が求められる。また、2つのマイクロマシン本体11が同一の局所範囲内に存在するような場合は、2つのマイクロマシン本体11による合成磁界のX軸、Y軸、Z軸の成分に基づいてマイクロマシン本体11の位置が測定される。

【0092】上記した本発明の実施の一形態にかかるマイクロマシンの移動制御システムにおいて、測定空間Rを、例えば30 cm×30 cm×30 cmの立方体として説明したが、この測定空間Rは使用するフラックスゲートセンサーの感度および誤差とマイクロマシン本体11の磁気モーメントによって定められる。

【0093】また分割した所定の範囲、すなわち局所範囲を5 cm×5 cm×5 cmの立方体としたが、この局所範囲はニュートンラフソン法による演算時に収束する程度の範囲に選択すればよく、マイクロマシン本体11の数、マイクロマシン本体11と磁気センサーユニット

との距離、磁気センサーユニットの感度、マイクロマシン本体11の磁気モーメントに基づいて設定すればよい。

【0094】なお、上記した本発明の実施の一形態にかかるマイクロマシンの移動制御システムにおいては、視覚的に遮蔽されたマイクロマシン本体11の位置および方向を検出する場合を例示したが、視覚的に遮蔽されていないマイクロマシン本体11の位置および方向を測定する場合も同様である。

10 【0095】このようにして、図4に示すように、前記位置検出処理基板5'により検出されたマイクロマシン本体11の位置と移動方向(向き)とは、その座標データとして前記コンピュータ5に出力され、その現在位置の座標データとコンピュータ5において予め設定されている目的位置の座標データとから、目的位置への最適な経路がコンピュータ5の処理プログラムにより形成された経路決定手段54により選出され、その選出された経路上をマイクロマシン本体11が移動するように、逐次その方向が経路決定手段54により決定されてその決定された方向へマイクロマシン本体11が誘導される。

20 【0096】このマイクロマシン本体11の誘導(方向変更)の手法は、前記マイクロマシン本体11が前述のように磁界生成コイル12X、12Y、12Zにより形成される回転磁界により発生する磁気トルク(回転)を利用するが、この回転磁界の回転面を適宜に変更制御することでマイクロマシン11の進行方向を変更することができる。

30 【0097】すなわち、回転磁界回転面に対して垂直方向に進行するマイクロマシン本体11の特徴を利用し、前記回転面を傾けることによりマイクロマシン本体11の進行方向が変更される。このため、本実施形態では、これら回転磁界の回転面を変更するために、X方向、Y方向、Z方向の各方向に磁界を形成するための3組の磁界生成コイル12X、12Y、12Zを用い、前記経路決定手段54により決定された方向へマイクロマシン本体11が向くような回転面となるように、各磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと位相とを演算により算出して制御する回転磁界制御手段55がプログラムにより形成されており、この回転磁界制御手段55にて算出された電流の強さと位相情報とが前記電源装置13に出力され、これら制御情報に基づき電源装置13により磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと位相とが制御されて、マイクロマシン本体11が目的の位置へ誘導されていく。

【0098】次に、本発明のマイクロマシンの発熱制御の態様を図4に基づき説明する。

【0099】この実施例では、患部に温度センサ6Bを設け、その温度センサ6Bからの温度データを制御系にフィードバックできるように関係づけておく。

50 【0100】マイクロマシン本体11の患部に対する位

置が決まると、温度データに基づいて、各磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと位相と周波数と時間を演算により算出して制御する交流磁界制御手段56がプログラムにより形成されており、この交流磁界制御手段56にて算出された電流の強さと位相情報とが前記電源装置13に出力され、これら制御情報に基づき電源装置13により磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと位相と周波数と時間とが制御されて、マイクロマシン本体11の発熱制御が行われる。

【0101】その際、マイクロマシン本体11の患部に対する位置は変えないように、各磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと位相と周波数を制御しながら、発熱温度を目標値へ制御するために各磁界生成コイル12X、12Y、12Zに印加される電流の強さと周波数を制御する。温度を上げるには、主に周波数を高くする。

【0102】上記したように、本発明のマイクロマシンは発熱機能を有しているが、実際に何度まで発熱したかを計測することでさらに高度の機能性を有する。つまり、温度センサとして、小型ワイヤレス温度計測素子をこのマイクロマシンに搭載することにより、移動・発熱・温度制御の機能を有するマイクロマシンを得ることができる。

【0103】本発明において、磁界発生部を、マイクロマシンを移動するためのコンピュータ5の回転磁界制御手段55、交流磁界制御手段56、および電源装置13より構成する。

【0104】上記のように構成したので、従来問題となっていた人体の呼吸作用による患部位置の検出誤差及び加熱ミス等は患部に直接マイクロマシン本体を移動することにより解消できる。

【0105】なお、予めマイクロマシン本体11に印加する交流磁界の強さと周波数と印加時間に対する生体の温度上昇等のデータを採取しておき、この温度データに基づいてマイクロマシン本体の温度制御を行うようにしてもよい。

【0106】以下、本実施形態のマイクロマシンの移動制御システムを用い、移動する固体媒体として細菌培養用の培地寒天を用いた際の実験結果を示す。マイクロマシン本体11に、磁界強度1500eの回転磁界を印加すると回転運動を行い前記寒天培地中を移動した。その移動速度は、回転磁界の回転周波数に大きく依存し、周波数1Hzでは、毎秒2mm、周波数50Hzでは、毎秒20mmの速度で進行した。さらに、回転磁界の磁界回転面を変化させることによりマイクロマシン本体11は寒天中でその進行方向を変えることが可能であった。

【0107】以上、説明したような本実施形態のマイクロマシンの移動制御システムを用いれば、マイクロマシン本体11を非接触にて的確な経路を通じて患部へ誘導

することが可能となり、本発明のマイクロマシンの移動制御システムはマイクロマシンの医療等への応用を考えた場合に、非常に重要な技術と成り得るものである。

【0108】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨に基づいて種々の変形が可能であり、これらを本発明の範囲から排除するものではない。

【0109】

【発明の効果】以上、詳細に説明したように、本発明によれば、以下のような効果を奏することができる。

【0110】(A) 生体内を自由に移動することができ、かつそれにより生体に与えるダメージは注射針を刺した程度にとどまるマイクロマシンに発熱機能を搭載することで、局所的な加熱を可能とした。局所加熱が可能であることから、100℃程度までの高温加熱が可能となり、新たな治療方法が出現するものと期待される。加えて本発明にかかるマイクロマシンは電源搭載が不要であり、完全なワイヤレスで動作するため、治療が長期にわたることが多い癌の温熱治療においても、マシンを生体内に長期にわたって留め置いて長期の治療をすることが可能である。

【0111】癌は病死原因第1位の重大な病気であり、その治療方法の確立は急務課題である。特に初期の癌に対して切開・切除手術を行うことなく、注射針で挿入したマイクロマシンが癌患部に侵入しそこで発熱することで癌治療が可能となれば、きわめて低侵襲での癌治療が可能となる。以上のように本発明は医療分野においてきわめて大きな貢献をするものと考えられる。

【0112】(B) 移動・発熱・温度制御の機能を有するマイクロマシンを得ることができる。

【0113】(C) 投入されたマイクロマシン本体の位置は位置検出部で把握されており、回転磁界の向きを変えることで、進行しているマイクロマシン本体の方向制御を行いながらマイクロマシンを目的地へ確実に導くことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態を示す生体内を移動可能なマイクロマシンのシステム構成図である。

【図2】本発明の実施の形態を示すマイクロマシン本体の構成図である。

【図3】本発明の実施の形態を示すマイクロマシン本体の構造を示す外観図である。

【図4】本発明の実施の形態を示すマイクロマシンの制御システムの構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施の形態を示す磁気センサーユニットの構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態を示す磁気センサーユニットにおける同期検波回路の作用の説明に供する模式説明図である。

【図7】本発明の実施の形態を示す磁気センサーユニッ

17

トによる磁界強さの検出の説明図である。

【図8】本発明の実施の形態を示す磁気センサーユニットと信号前処理回路と位置検出処理基板との接続図である。

【図9】本発明の実施の形態を示す位置検出処理基板における処理内容を示すフロー図である。

【図10】本発明の実施の形態を示す位置検出処理基板における作用の説明に供するフロー図である。

【符号の説明】

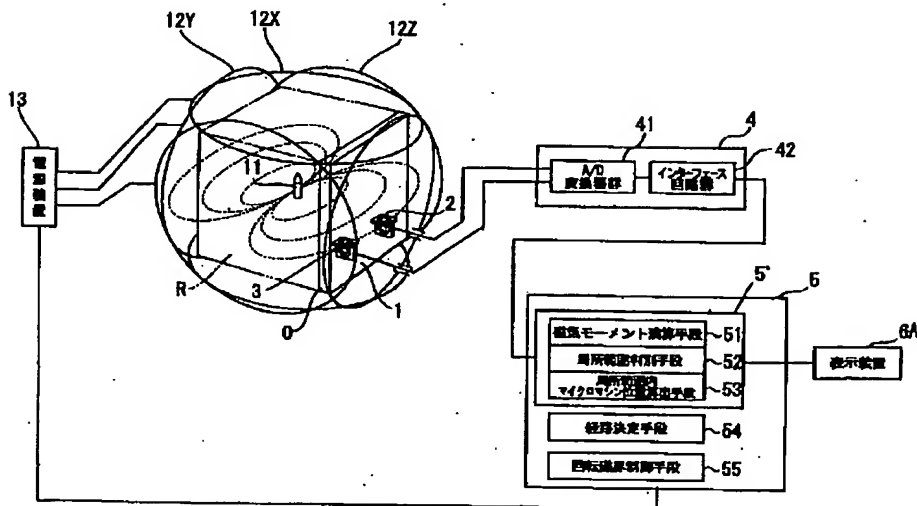
- 1 磁気センサーユニット装着板
- 2, 3 磁気センサーユニット
- 4 信号前処理回路
- 5 コンピュータ
- 5' 位置検出処理基板
- 6A 表示装置
- 6B 温度センサ
- 7 絶縁被覆層
- 8 導電体層
- 9 磁性体層
- 9A 先端部材
- 10 螺旋構造体
- 11 マイクロマシン本体
- 12X, 12Y, 12Z 磁界生成コイル
- 13 電源装置

18

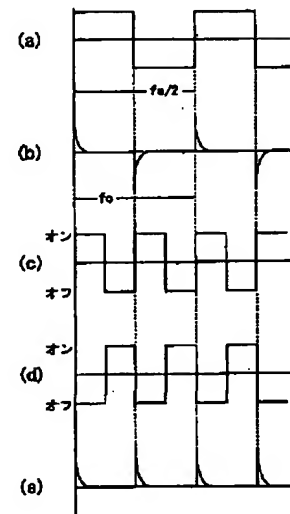
- * 14 円柱形磁石（ネオジウム鉄ボロン系磁石）
- 15 ドリル部
- 20 基板
- 21 分周器
- 22 リング状コア
- 23 励磁コイル
- 24, 25 磁界検出コイル
- 26, 28 同期検波回路
- 27, 29 ローパスフィルタ
- 10 30 キャリア発振器
- 41 A/D変換器群
- 42 インタフェース回路群
- 51 磁気モーメント演算手段
- 52 局所範囲判別手段
- 53 マイクロマシン位置算出手段
- 54 経路決定手段
- 55 回転磁界制御手段
- 56 交流磁界制御手段
- 261 インバータ
- 20 262, 263 スイッチ
- 264 演算増幅器
- 411, 412, 413 A/D変換器
- 421, 422, 423 インターフェース回路

*

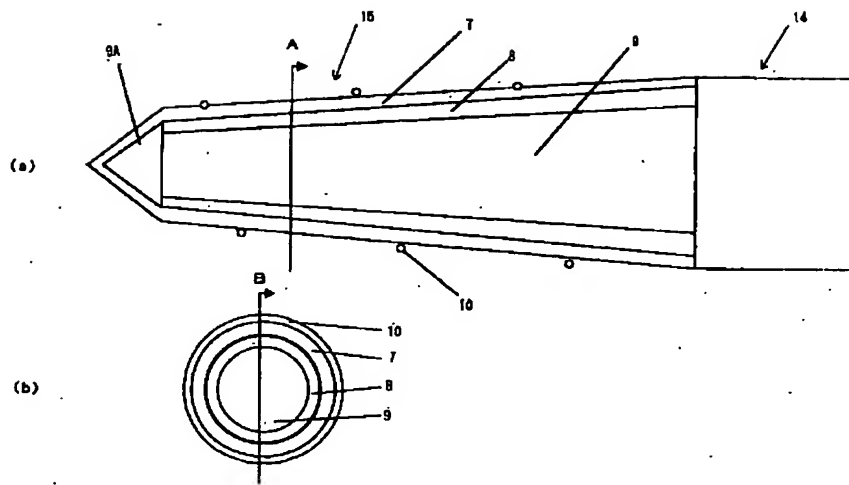
【図1】



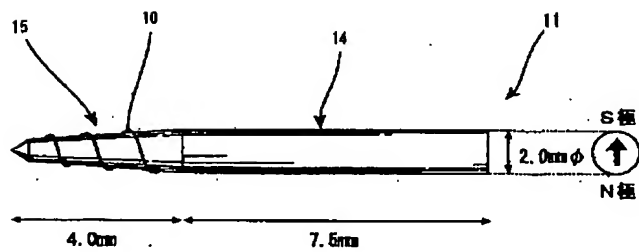
【図6】



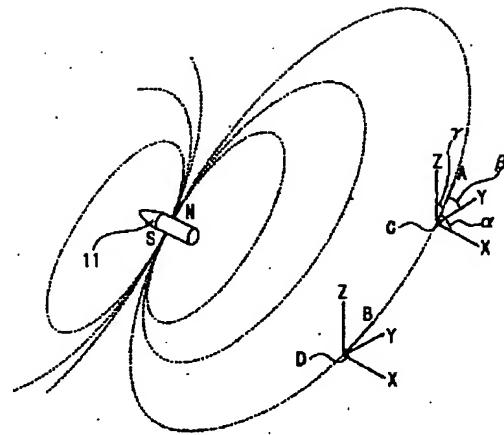
【図2】



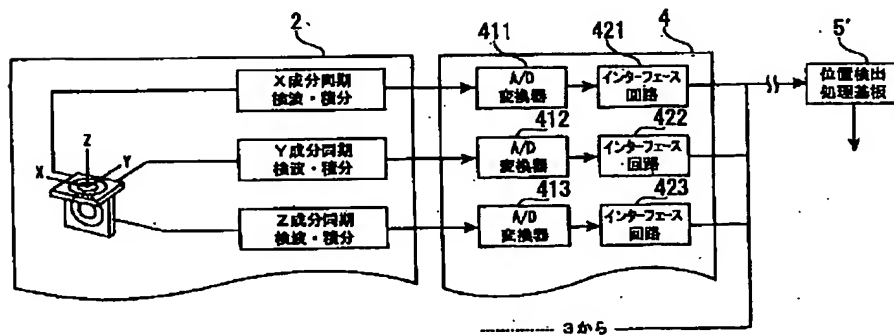
【図3】



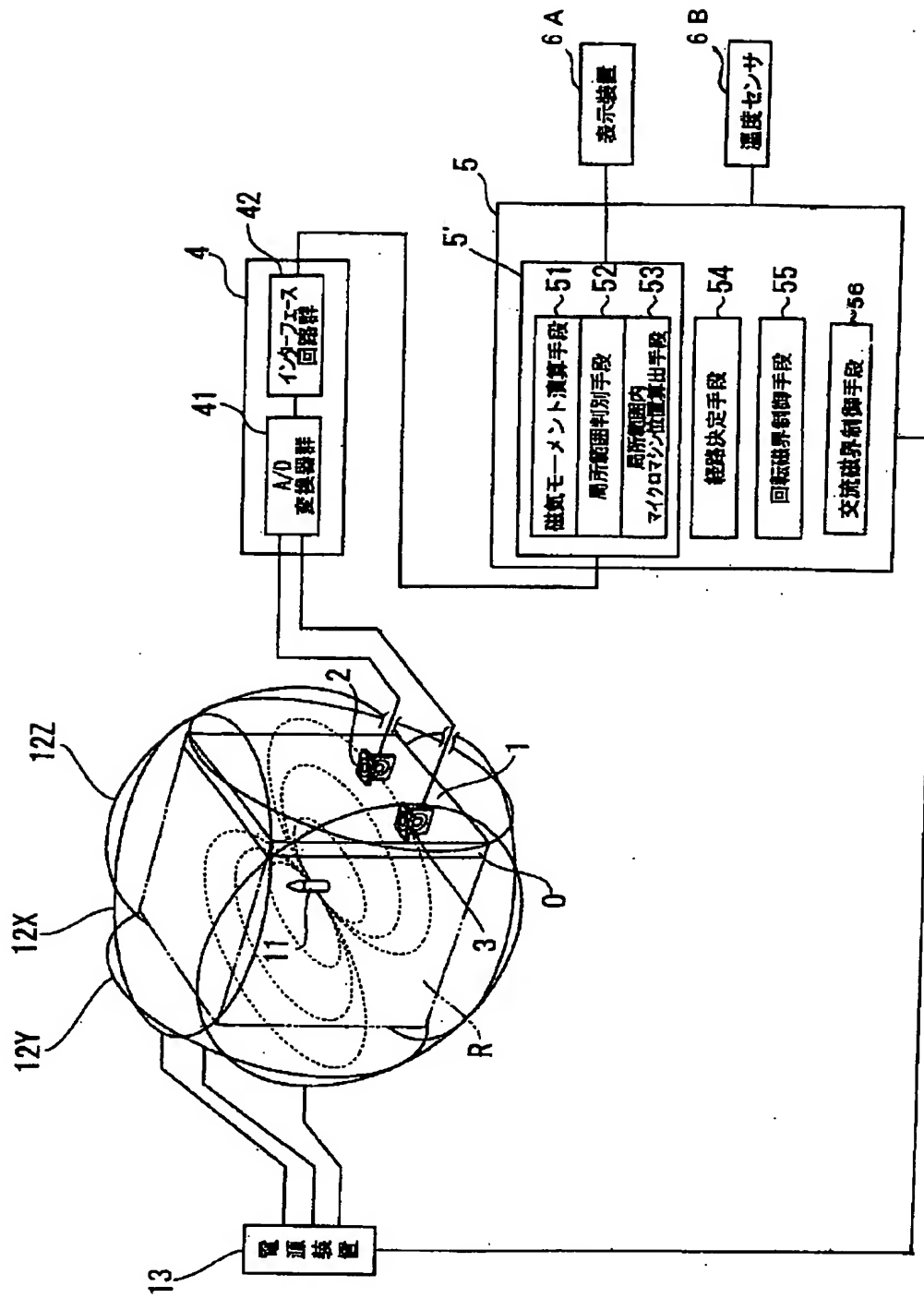
【図7】



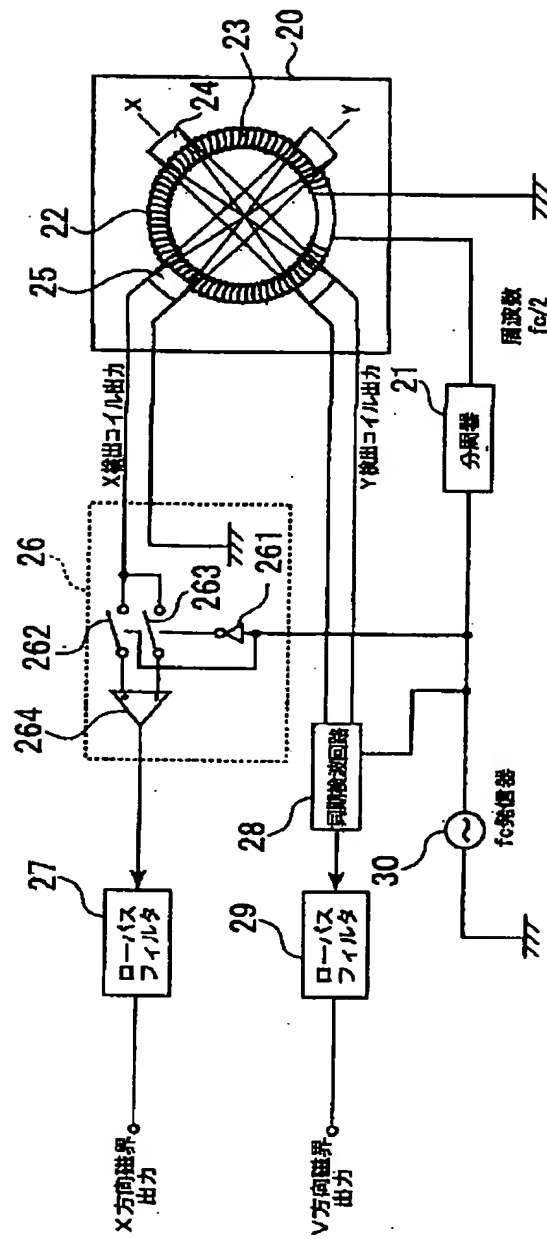
【図8】



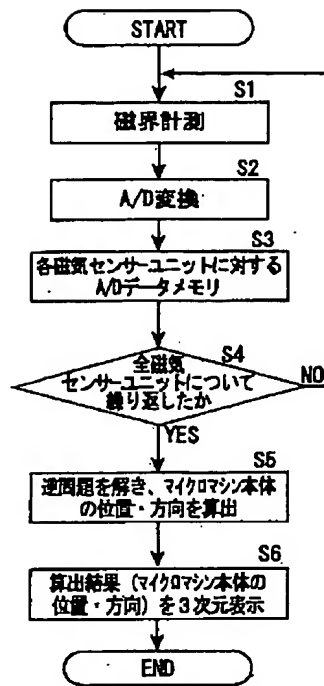
【図4】



【図5】



【図9】



【図10】

